



10 602345

19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 Pat ntschrift
10 DE 197 50 850 C 1

51 Int. Cl.⁶
A 61 B 6/00
A 61 M 25/00
A 61 B 1/06

- 21 Aktenzeichen: 197 50 850.2-35
22 Anmeldetag: 17. 11. 97
43 Offenlegungstag: -
45 Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 15. 7. 99

DE 197 50 850 C 1

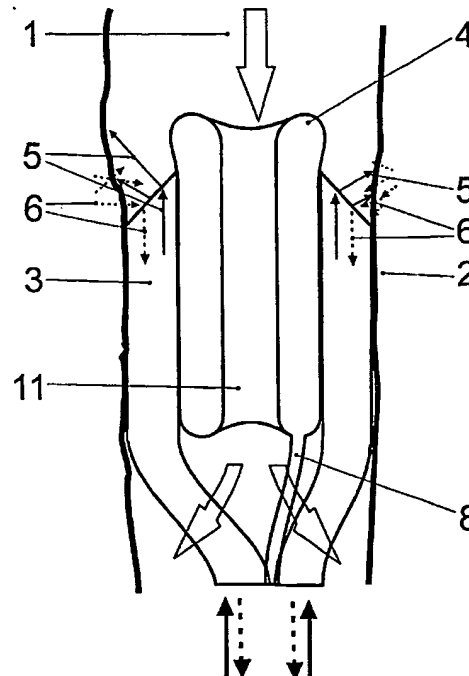
Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

- 73 Patentinhaber:
Technische Universität Dresden, 01069 Dresden, DE
- 72 Erfinder:
Steiner, Gerald, Dr.-Ing., 08340 Schwarzenberg, DE;
Salzer, Reiner, Prof. Dr.rer.nat.habil., 04463
Großpösna, DE; Jaroß, Werner, Prof. Dr.med.,
01734 Rabenau, DE; Neumeister, Volker,
Dipl.-Chem., 01279 Dresden, DE
- 56 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:
US 54 96 305
BARAG, Joseph, J. et. al.: In situ optical
histochemistry of human artery using near
infrared Fourier transform Raman spectroscopy,
In: Proc.Natl.Acad.Sci USA, 1992, Vol. 89,
pp. 3474-3477;
KAN-Zhi, Liu et al.: Modification of the
extracellular matrix following myocardial
infarction monitored by FTIR spectroscopy In:

BOlchimica et Biophysica Acta, 1996, 1355,
pp 73-77;
RAMASAMY MANOHARAN, et. al.: BIOchemical
analysis and mapping of atherosclerotic human
artery using TF-IR microspectroscopy, In:
Atherosclerosis 103, 1993, pp. 181-193;
RAMSAMY MANOHARAN, et. al.: Quantitative
histochemical analysis of human artery using
Raman spectroscopy: In: J. Photochem. Photobiol.
B.16, 1992, pp. 211-233;
DEMPSY, Robert J., et. al.: Biological and
Medical Applications of Near-Infrared
Spectrometry, In: focal point, Volume 50, 1996,
pp. 18A - 33A;
CASSIS, Lisa A., LODDER, Robert, A.: Near -
IR Imaging of Atherimas in Living Arterial
Tissue, In: J. Anal.Chem., 1993, 65, pp. 1
247- 1256;

54 Anordnung zur optischen in-vivo Messung in Blutgefäßen

- 57 Die Erfindung betrifft eine Anordnung zur optischen in-
vivo Messung in Blutgefäßen (1), insbesondere zur Detek-
tion der chemischen Zusammensetzung der Gefäßwand (2)
oder von Ablagerungen auf der Gefäßwand (2). Die
Anordnung besteht aus wenigstens zwei optischen Fa-
sern (3), die zur Führung des Lichtes (5, 6) an und von der
Gefäßwand (2) in Form eines Katheters ausgebildet sind.
Der Katheterschaft weist Anschlüsse für die optische
Spektroskopie auf. Die Anordnung ist dadurch gekenn-
zeichnet, daß
an der Katheterspitze (Meßkopf 12) ein zur Gefäßwand (2)
hin aufweitbares Mittel (4, 7) vorgesehen ist, um welches
die Fasern (3) oder deren Enden angeordnet sind, wobei
im nicht geweiteten Zustand des Mittels (4, 7) die Fasern
einen Abstand zu der Gefäßwand (2) einnehmen, bei dem
die Katheterspitze in das Blutgefäß (1) einführbar ist, und
im geweiteten Zustand das Mittel (4, 7) die Fasern (3) so
mit der Gefäßwand (2) kontaktiert, daß das in der Faser
(3) geführte Licht (5) direkt auf die Gefäßwand (2) oder die
Ablagerung trifft und das von dort reflektierte oder ge-
streuete Licht (6) von der Faser (3) wieder aufgenommen
wird, und der Blutfluß im Blutgefäß (1) erhalten bleibt.



DE 197 50 850 C 1

Die Erfindung betrifft eine Anordnung zur optischen in-vivo Messung in Blutgefäßen gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

In der Patenschrift US 5496305 A wird ein faseroptischer Laserkatheter beschrieben mit dem die Atherosclerose behandelt werden kann. Das Laserlicht wird über mehrere Fasern an die Katheterspitze geführt mit dem die Plaques abgetragen werden. Andere Fasern dienen zur spektroskopischen Kontrolle der Behandlung. Dazu kann auch von einer externen Quelle anderes Licht mit in dem Katheter geführt werden. Es kann das Fluoreszenzsignal und das Absorptions- und Streulicht gemessen werden. Der optische Kopf des Katheters eignet sich nicht zur örtlichen Auflösung des optischen Meßsignals. Das strömende Blut stört die Messungen.

In den Proc. Natl. Acad. Sci. Vol 89, Seite 3473 bis 3477 werden spektroskopische Untersuchungen der Atherosclerose mit der nahen Infrarot fouriertransformierten Raman-spektroskopie beschrieben. Die Untersuchungen wurden an menschlichen Aortaproben ex-vivo durchgeführt. Aus dem Gefäß wurden etwa 8×8 mm große Scheiben herausgeschnitten und in einer Quarzküvette untersucht. Es konnten verschiedene wichtige Substanzen der Arterienwände wie Elastin, Collagen, Cholesterol, Cholesterolestern, Lipide, Carotenoide und Kalzium bestimmt werden. Diese Stoffe können bis 1,5 mm unter der Gefäßwandoberfläche detektiert werden.

In dem Journal Biochimica et Biophysica Acta 1315 (1996), Seite 73 bis 77 wird gezeigt, daß mit der Methode der fouriertransformierten Infrarotspektroskopie Modifikationen der extrazelluläre Bestandteile bei Myocardinfarkten erkannt werden können. Collagen das auf dem Myocard abgelagert ist kann spektroskopisch nachgewiesen und als Indikator für einen Infarkt genutzt werden.

In dem Journal Atherosclerosis 103 (1993), Seite 181 bis 193 wird ebenfalls über eine Anwendung der fouriertransformierten Infrarotspektroskopie zum Nachweis von Atherosclerose berichtet. Untersucht wurden histologische Proben mit einer speziellen Methode der Mikrospektroskopie. Vor den Messungen wurde das Wasser der Probe entfernt. In den Spektren einer nichtpathologischen Intima wurden vor allem die CH-Banden sowie die Amid-I und Amid-II Banden beobachtet. Die Banden resultieren von Proteinen Collagen und Elastin. Die Spektren der Intima von nichtkalzifizierten Atherosclerose Plaques zeigen dagegen Lipidbanden, die von freiem Cholesterol und Cholesterolestern kommen. In den Spektren von kalziumbehafteten Plaques konnten Proteine, Lipide und Kalziumminerale in Form von Hydroxyapatit beobachtet werden. In dem Journal Photochem. Photobiologie B: Biol. 16 (1992), Seite 211 bis 233 wird die Anwendung der Ramanspektroskopie zur histologischen Untersuchung von Arterien beschrieben. Es können mit der Methode für die Atherosclerose verantwortliche Substanzen wie Protein Collagen, Elastin, Cholesterol und Kalziumhydroxyapatit in der Aorta nachgewiesen werden. Für eine quantitative Bewertung der Ergebnisse ist eine Linearisierung der konzentrationsabhängigen Ramanintensität erforderlich. Die Untersuchungen wurden an histologischen Proben durchgeführt, die zuvor bei -85°C gelagert wurden.

Das Journal Applied Spectroscopy, 50 (1996)2, Seite 18A bis 33A berichtet über die Möglichkeiten der Anwendung der Nahen-Infrarot-Spektroskopie in der Medizin und Biologie. Eine Stärke der Methode liegt in der Nutzung von optischen Fasern zur Übertragung der Meßsignale. Es wird ausführlich auf den Nachweis von Lipoproteine in Carotisplaques eingegangen. Es zeigte sich, daß mit der Methode ein sicherer Nachweis der Lipoprotein gegeben ist. Diese

Aussagen gelten sinngemäß auch für den Nachweis von Atherosclerose Plaques. Die Messungen wurden u. a. während eines operativen Eingriffs mit einer speziellen NIR-Kamera durchgeführt.

In einem Beitrag des Journal Analytical Chemistry 1993, 65, Seite 1247 bis 1256 wird über die Anwendung der Nahen-Infrarot-Spektroskopie zur in-vivo Untersuchung Atherosclerose berichtet. Ein Katheter zur Herzuntersuchung wurde mit einer optischen Faser versehen und an die zu untersuchenden Stellen der Gefäße geschoben. Gemessen wurde das von der Intima gestreute und reflektierte Licht. In Verbindung mit einem sehr leistungsfähigen Rechner konnten aus den Spektren eine bildhafte Darstellung der tiefenverteilung von unterschiedlichen Substanzen gewonnen werden. Durch Bewegung des Kathetersystems war eine Registrierung entlang des Gefäßes möglich.

Die Aufgabe der Erfindung besteht darin, eine Anordnung anzugeben, mit der die chemische Zusammensetzung der Gefäßwand bzw. die chemische Zusammensetzung von Ablagerungen auf der Gefäßwand in-vivo mittels Spektroskopie gemessen werden kann, ohne Verfälschung des Meßergebnisses durch die Blutinhaltsstoffe und weitgehendem Ausschuß von Beeinträchtigungen des Blutflusses.

Erfindungsgemäß wird die Aufgabe mit einer Anordnung gelöst, die an der Katheterspitze, am sogenannten Meßort, ein zur Gefäßwand hin aufweitbares Mittel aufweist, um welches die Fasern oder deren Enden angeordnet sind, wobei im nicht geweiteten Zustand des Mittels die Fasern einen Abstand zu der Gefäßwand einnehmen, bei dem die Katheterspitze in das Blutgefäß einführbar ist, und im geweiteten Zustand das Mittel die Fasern so mit der Gefäßwand kontaktiert, daß das in der Faser geführte Licht direkt auf die Gefäßwand oder die Ablagerung trifft und das von dort reflektierte oder gestreute Licht von der Faser wieder aufgenommen wird, und der Blutfluß im Blutgefäß erhalten bleibt.

In einer vorteilhaften Variante der Anordnung wird das aufweitbare Mittel von einem aufweitbaren Hohlzylinder gebildet, auf dem die optischen Fasern angeordnet sind, wobei der Außendurchmesser des Hohlzylinders veränderlich und der Innendurchmesser unveränderlich ist. Der unveränderliche Innendurchmesser bildet einen Kanal für das strömende Blut.

In einer weiteren vorteilhaften Variante wird das aufweitbare Mittel von einem Kegel und von den um den Kegel angeordneten Fasern gebildet, wobei eine Aufweitung des so gebildeten Mittels durch axialen Schub oder Zug auf den Kegel erfolgt. Bei dieser Variante wird der Blutfluß durch die Räume zwischen den Faserenden aufrecht erhalten.

Wesentlich bei den Varianten ist, daß die Fasern einzeln das Licht zur Gefäßwand oder den Ablagerungen führen und das reflektierte oder gestreute Licht jeder Faser separat von einem Spektrometer ausgewertet wird.

Weitere vorteilhafte Ausgestaltungen ergeben sich aus den übrigen Unteransprüchen.

Der Vorteil der Erfindung besteht darin, daß Blutgefäßuntersuchungen in-vivo ohne Unterbrechung des Blutflusses ermöglicht werden, das Ergebnis weitgehend frei von Meßwertverfälschungen durch die Blutinhaltsstoffe ist, und ein genaues Bild der Ablagerungen hinsichtlich chemischer Zusammensetzung und Ausdehnung erhalten wird.

Nachfolgend wird die erfindungsgemäße Anordnung an Hand mehrerer Ausführungsbeispiele näher erläutert. Die Zeichnungen zeigen:

Fig. 1a eine Schnittbildarstellung der erfindungsgemäß gestalteten Anordnung mit optischen Fasern auf einem aufblasbarem Hohlzylinder, der in einem Blutgefäß plaziert ist.

Fig. 1b die erfindungsgemäß gestaltete Anordnung von Fig. 1a in der Draufsicht.

Fig. 2 eine Schnittbilddarstellung der erfindungsgemäß gestalteten Anordnung mit verspiegelten Faserendflächen

Fig. 3a und 3b eine Darstellung der erfindungsgemäß gestalteten Anordnung mit einer veränderbaren Aufspreiztechnik der Faserenden

Fig. 4 eine Darstellung zur Veranschaulichung der Gestaltung der Faseranordnung mit Verbindung zu einem Spektrometer

Fig. 5 eine Darstellung zur Veranschaulichung der Anordnung zur schrittweisen Messung der einzelnen Fasern mit Steuerung durch einen Rechner und bildlicher Darstellung des chemischen Zustandes der Intima

Fig. 6 eine Ausführung zur Verbindung des Meßkopfes mit dem Katheter.

In Fig. 1 a/b ist die Spitze eines erfindungsgemäßen Katheters (Meßkopf 12) zur spektroskopischen Untersuchung der Gefäßwand 2 eines Blutgefäßes 1 dargestellt. Auf einem Hohlzylinder 4 aus Gummi sind optische Fasern 3 aufgebracht. Die Fasern 3 sind an den Endflächen schräg angeschliffen, so daß das Licht 5 in Richtung der Gefäßwand 2 aus den Fasern 3 ausgekoppelt wird. Das Licht wird von der Gefäßwand 2 reflektiert, gestreut oder absorbiert. Das gestreute und reflektierte Licht 6 fällt in Richtung der Fasern 3 zurück und wird vom Meßkopf zum Katheterschaft geführt. Der Hohlzylinder 4 ist so beschaffen, daß ein unmittelbarer Kontakt der optischen Fasern 3 mit der Gefäßwand 2 hergestellt werden kann. Das wird durch dessen Aufweitbarkeit (Aufblasbarkeit) realisiert. Der Hohlzylinder 4 ist weiterhin so beschaffen, daß sich dabei sein Innendurchmesser nicht verkleinert. Durch einen Schlauchanschluß 8, wie er zum Beispiel bei herkömmlichen Herzkathetern üblich ist, wird der Hohlzylinder 4 von außen aufgeblasen. Durch die Mitte des Hohlzylinders 4 (einer Art Kanal 11) strömt das Blut, so daß es nicht zu einem schädlichen Verschuß des Blutgefäßes 1 kommt.

In Fig. 2 ist eine Ausführung mit schräg angeschliffenen Fasern 3 und verspiegelter Fläche 9 dargestellt. Das in der Faser geführte Licht 5 wird an der verspiegelten Fläche 9 in Richtung der Gefäßwand 2 reflektiert, tritt durch das Fenster 10 aus und trifft auf die Gefäßwand 2. Das von der Gefäßwand 2 reflektiert oder gestreute Licht 6 wird von den Fasern 3 im Bereich des Fensters 10 aufgefangen und zum Spektrometer 14 geführt. Die Fasern 3 lassen sich bis auf das optische Fenster 10 vollständig mit einem Schutz überziehen.

Eine andere Ausführung der Katheterspitze zeigen die Fig. 3a und 3b. In Fig. 3a ist der Kontakt der Fasern 3 mit der Gefäßwand 2 dargestellt. Die flexiblen Fasern 3 werden durch einen Kegel 7 zu den Gefäßwänden 2 hin gebogen. Wird das Faserbündel über den Kegel 7 geschoben, so kommen die Fasern 3 in Kontakt mit der Gefäßwand 2. Die Spitze der Fasern 3 kann gemäß Fig. 1 oder Fig. 2 ausgeführt werden. Das Blut kann um den Kegel 7 und zwischen den einzelnen Fasern 3 durchströmen. Die Fig. 3b zeigt einen Zustand, bei dem die Enden der Fasern 3 weitestgehend ungebogen sind. In diesem Zustand kann die Katheterspitze in das Blutgefäß 1 eingeführt werden. Durch die Hülle 20 werden die Fasern 3 zusammengehalten und der Katheter kann im Blutgefäß 1 positioniert werden.

Die Anordnungen in Fig. 1, Fig. 2 und Fig. 3 erlauben die Möglichkeit, über den Umfang der Intima orts aufgelöst optische Informationen zu erhalten. Dazu zeigt Fig. 4 ein Ausführungsbeispiel. Die Fasern 3 der Katheterspitze nach Fig. 1 und Fig. 2 werden zu einem Bündel 3' zusammengeführt und mit einem Multiplexer 13 an ein herkömmliches optisches Spektrometer 14 angeschlossen. Das Spektrometer 14 dient gleichzeitig als Lichtquelle. Mit dem Faserkoppler 15 werden die Lichtpfade getrennt und gleichzeitig das Referenzsignal gewonnen.

renzsignal gewonnen.

In Fig. 5 ist die Steuerung der optischen Messung mit einem Rechner 16 dargestellt. Die mit dem Spektrometer 14 gewonnenen Informationen werden durch einen Anschluß 17 einem Rechner 16 zugeführt und in ein Bild umgeformt, das eine Darstellung über den inneren Umfang der Intima zeigt. Die einzelnen örtlichen Informationen werden durch die schrittweise Messung des in den Fasern zurückgeführten Lichtes erhalten. Dazu wird der optische Fasermultiplexer 13 über einen Anschluß 18 von einem Rechner 16 gesteuert. Aus der Bilddarstellung ist eine schnelle und effiziente Beurteilung des chemischen Zustandes der Intima möglich.

Die Fig. 6 zeigt eine Ausführung des Meßkopfs 12 mit einem nichtveränderbarem Innenrohr 19, auf dem ein aufblasbarer Zylinder 4 fixiert ist. Das Innenrohr 19 kann zum Beispiel aus Edelstahl oder anderen stabilen biokompatiblen Materialien bestehen. Die optischen Fasern 3 des Meßkopfes 12 sind in dem Katheterschaft zu einem Bündel zusammengefaßt, die von einer flexiblen und sicheren Hülle 20 umschlossen sind. Zur Verbesserung der mechanischen Stabilität zwischen Meßkopf 12 und Katheterschaft dient die Verbindung 21 als Fortführung der Hülle 20.

Bezugszeichenliste

- 1 – Blutgefäß
- 2 – Gefäßinnenwand
- 3 – Faser
- 3' – Bündel
- 4 – Hohlzylinder
- 5 – auftreffendes Licht
- 6 – reflektiertes oder gestreutes Licht
- 7 – Kegel
- 8 – Schlauchanschluß
- 9 – verspiegelte Fläche
- 10 – Fenster
- 11 – Kanal
- 12 – Meßkopf
- 13 – Multiplexer
- 14 – Spektrometer
- 15 – Faserkoppler
- 16 – Rechner
- 17 – Anschluß
- 18 – Anschluß
- 19 – Innenrohr
- 20 – Hülle
- 21 – Verbindung

Patentansprüche

1. Anordnung zur optischen in-vivo Messung in Blutgefäßen (1), insbesondere zur Detektion der chemischen Zusammensetzung der Gefäßwand (2) oder von Ablagerungen auf der Gefäßwand (2), bestehend aus wenigstens zwei optischen Fasern (3), die zur Führung des Lichtes (5, 6) an und von der Gefäßwand (2) in Form eines Katheters ausgebildet sind, und bei der der Katheterschaft Anschlüsse für die Spektroskopie aufweist, **dadurch gekennzeichnet**, daß am proximalen Katheterende ein zur Gefäßwand (2) hin aufweitbares Mittel (4, 7) vorgesehen ist, um welches die Fasern (3) oder deren Enden angeordnet sind, wobei im nicht geweiteten Zustand des Mittels (4, 7) die Fasern einen Abstand zu der Gefäßwand (2) einnehmen, bei dem das proximale Katheterende in das Blutgefäß (1) einführbar ist, und im geweiteten Zustand das Mittel (4, 7) die Fasern (3) so mit der Gefäßwand (2) kontaktiert, daß das in den Fasern (3) geführte Licht (5) direkt auf die

Gefäßwand (2) oder die Ablagerung trifft und das von dort reflektierte oder gestreute Licht (6) von den Fasern (3) wieder aufgenommen wird, und der Blutfluß im Blutgefäß (1) erhalten bleibt.

2. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Fasern (3) an ihrem Ende einen schrägen Anschliff aufweisen, so daß eine maximale Aus- und Einkopplung von Licht erfolgt, insbesondere ein Maximum von Meßlicht auf die Gefäßwand (2) fällt und das Streulicht von der Gefäßwand (2) gesammelt wird.

3. Anordnung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtaustrittsflächen der Fasern (3) mittels eines aufweitbaren Mittels (4, 7) so mit der Gefäßwand (2) kontaktierbar sind, daß der Weg des Meßlichtes durch das strömende Blut minimal ist.

4. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Ende der optischen Fasern (3) schräg so angeschliffen und von einer verspiegelten Fläche (9) abgeschlossen ist, daß das Licht seitlich aus den Fasern (3) austreten kann und auf die Gefäßwand (2) auftrifft.

5. Anordnung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß an der seitlichen Austrittsfläche des Lichtes ein Fenster (10) im Fasermantel vorgesehen ist.

6. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß das aufweitbare Mittel (4), ein aufweiterer Hohlzylinder (4) ist, auf dem die optischen Fasern (3) angeordnet sind, wobei der Außendurchmesser des Hohlzylinders (4) veränderlich und der Innendurchmesser unveränderlich ist, und der unveränderliche Innendurchmesser einen Kanal (11) für das strömende Blut bildet.

7. Anordnung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der Hohlzylinder (4) aus elastischem Material besteht und durch eine geeignete Verbindung zum Katheterschaft aufgeweitet werden kann.

8. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß das aufweitbare Mittel (7, 3) von einem Kegel (7) und den um den Kegel (7) angeordneten Fasern (3) gebildet wird, wobei eine Aufweitung des Mittels (7, 3) durch axialen Schub oder Zug auf den Kegel (7) erfolgt.

9. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Fasern (3) über den Umfang der Gefäßinnenwand (2) verteilt sind und lokal das Licht auf die Gefäßwand (2) fällt und von der Faser (3) wieder aufgenommen wird.

10. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Fasern (3) nacheinander einzeln das Licht führen und das reflektierte und/oder gestreute Licht der lichtführenden Faser mit einem Spektrometer (14) gemessen wird.

11. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß mit Meßlicht im sichtbaren, nahem infraroten oder infraroten Bereich gemessen wird.

12. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Fasern (3) Glasfasern, Saphirfasern oder infrarottransparente Fasern sind.

13. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Fasern (3) einen runden oder ovalen Querschnitt besitzen und einen gleichmäßigen oder veränderlichen Brechungsindex aufweisen.

14. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Fasern (3) am Mittel (4, 7) zu einem Bündel zusammengefaßt und zum Katheterschaft als Bündel geführt sind.

15. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß im nicht geweiteten Zustand des Mittels (4, 7) die Katheterspitze bezüglich ihres Außendurchmessers kleiner als der Innendurchmesser eines Blutgefäßes ist.

16. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Fasern (3) Durchmesser von 5 bis 200 µm aufweisen.

17. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß im nicht geweiteten Zustand des Mittels (4, 7) die Lichtaustrittsflächen der Fasern (3) einen Abstand zur Gefäßwand (2) einnehmen und so mit einer Lösung bespülbar sind.

18. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß aus den einzelnen Informationen der Fasern (3) eine bildhafte Darstellung von einzelnen Stoffen über den Umfang des Blutgefäßes aus der Spektrometerauswertung erfolgt.

Hierzu 7 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

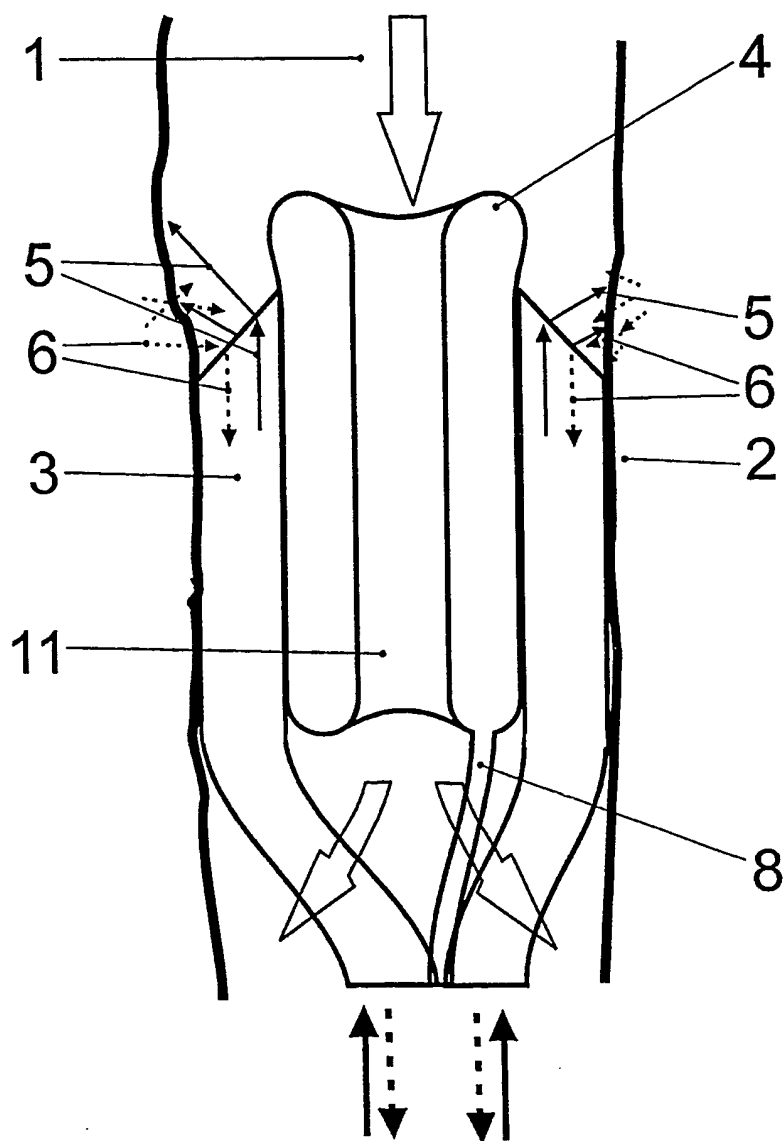


Fig. 1a

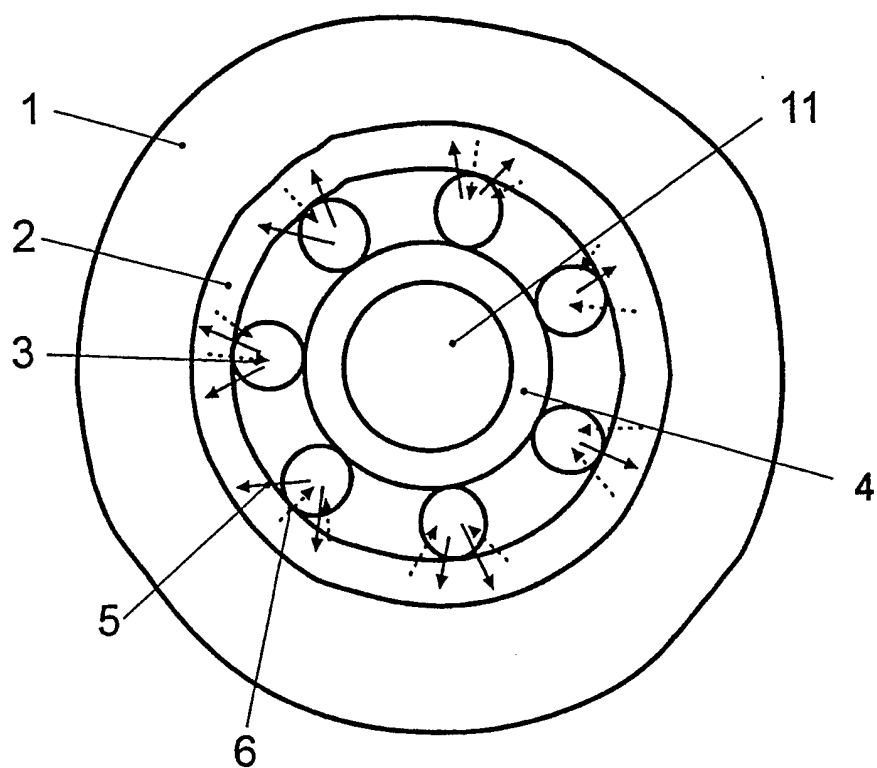


Fig. 1b

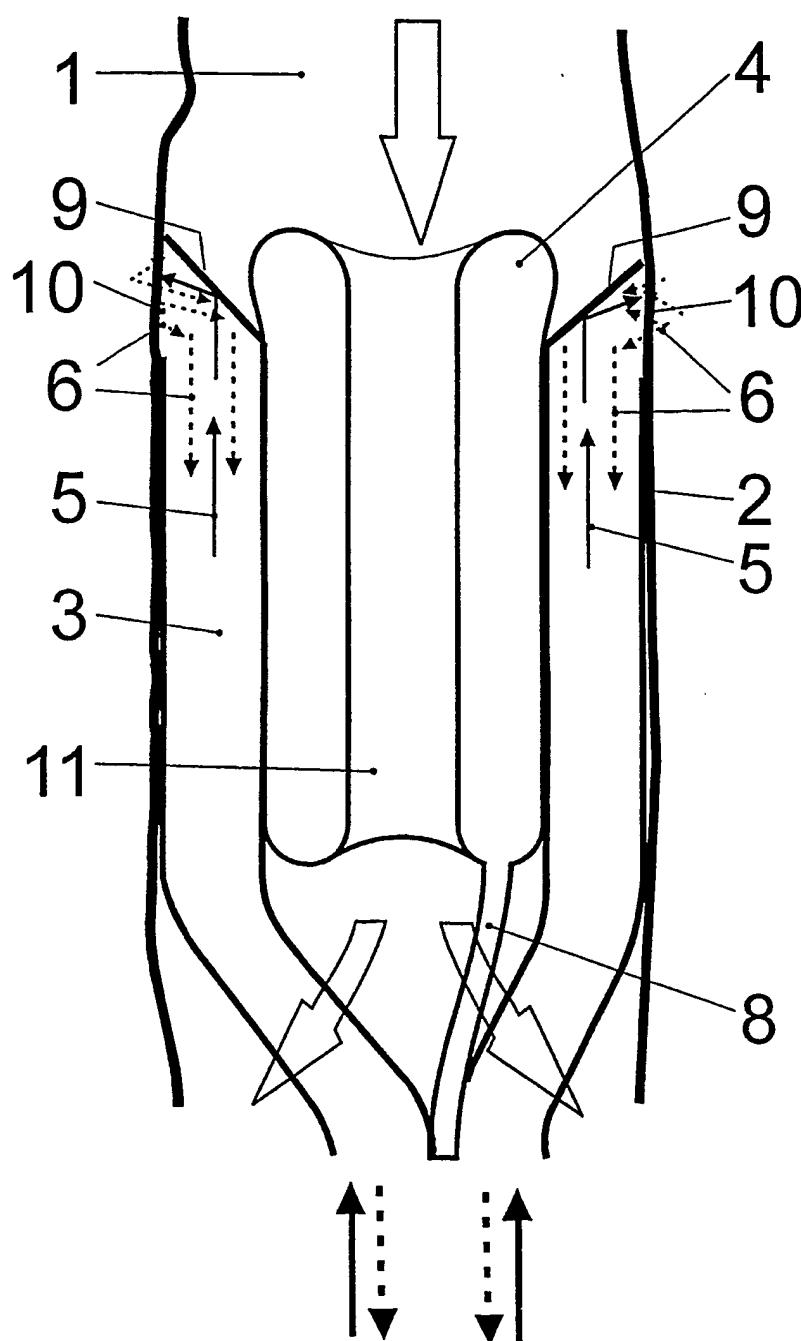


Fig. 2

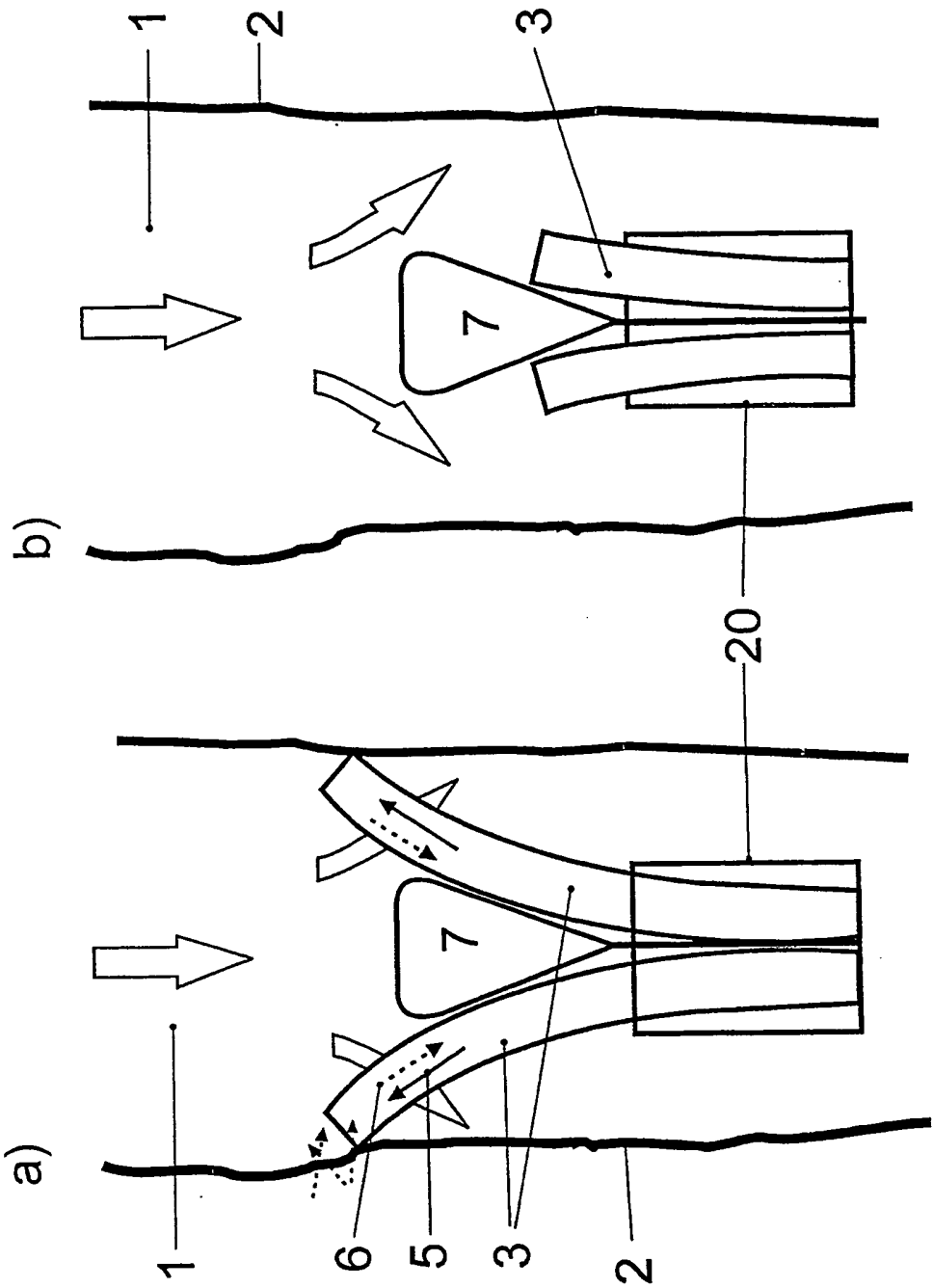


Fig.3

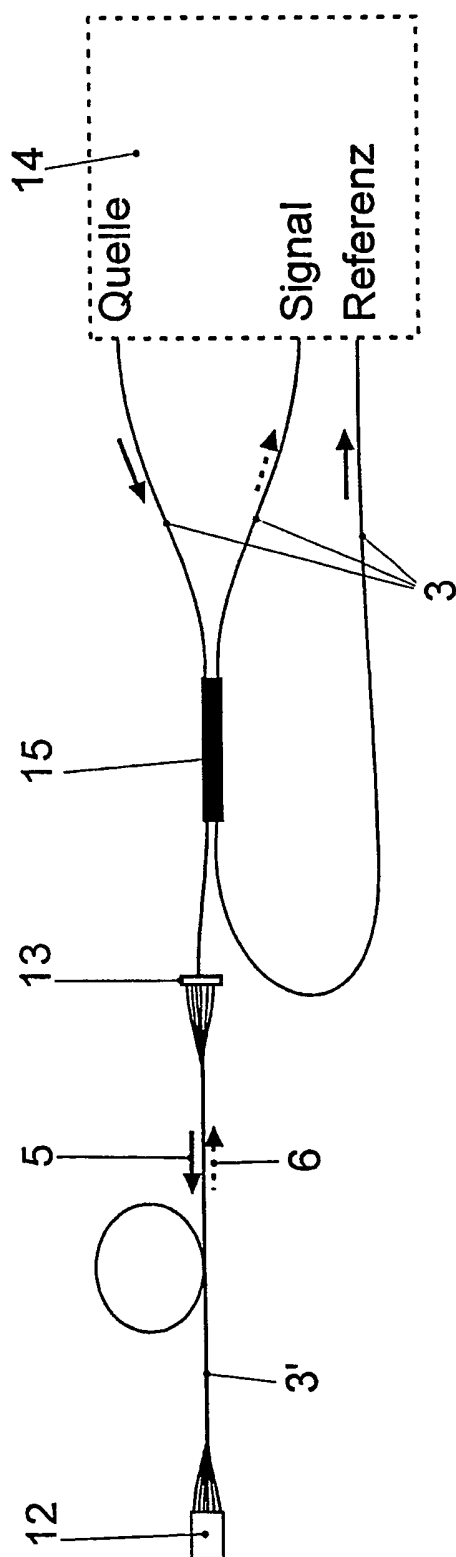


Fig. 4

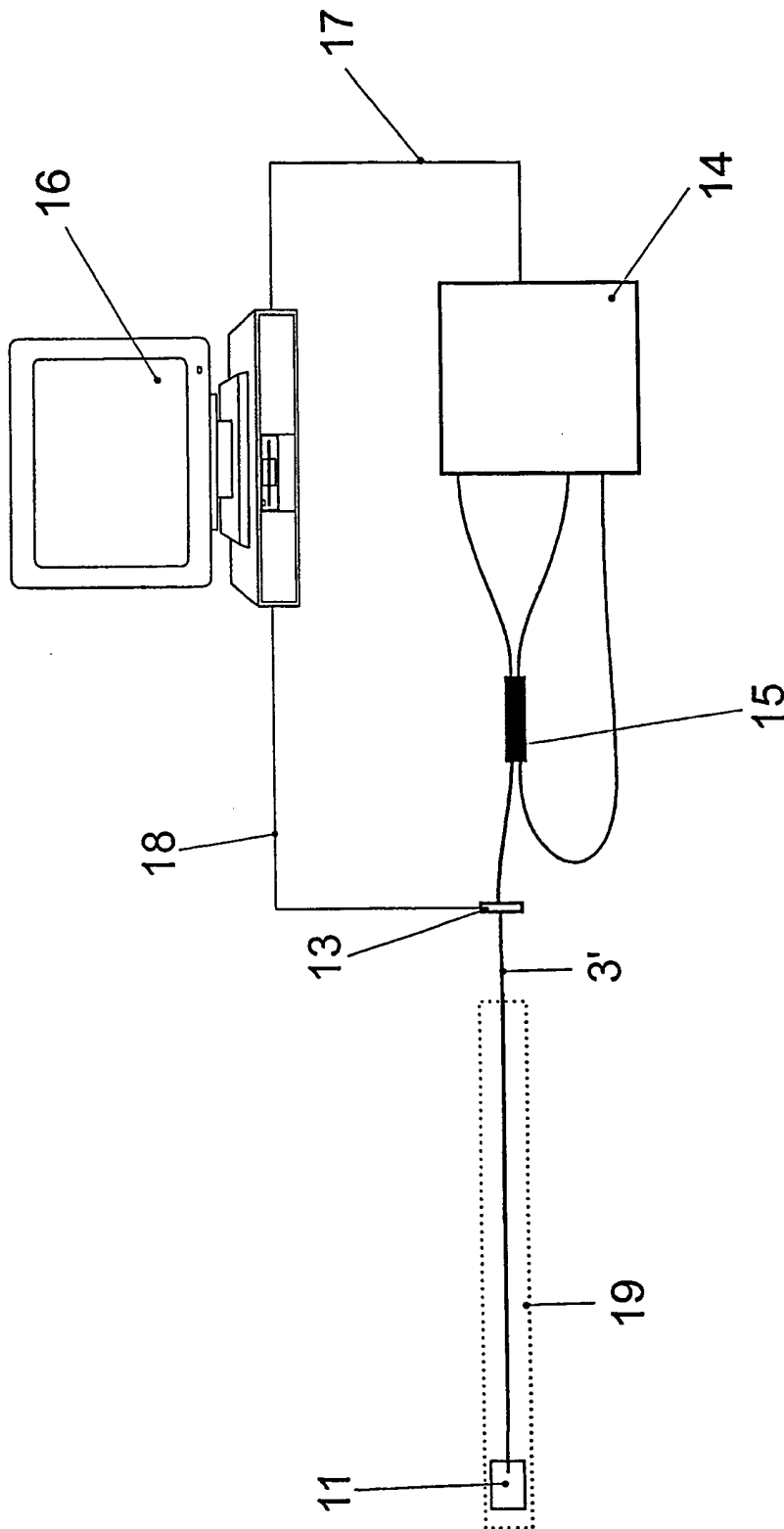


Fig. 5

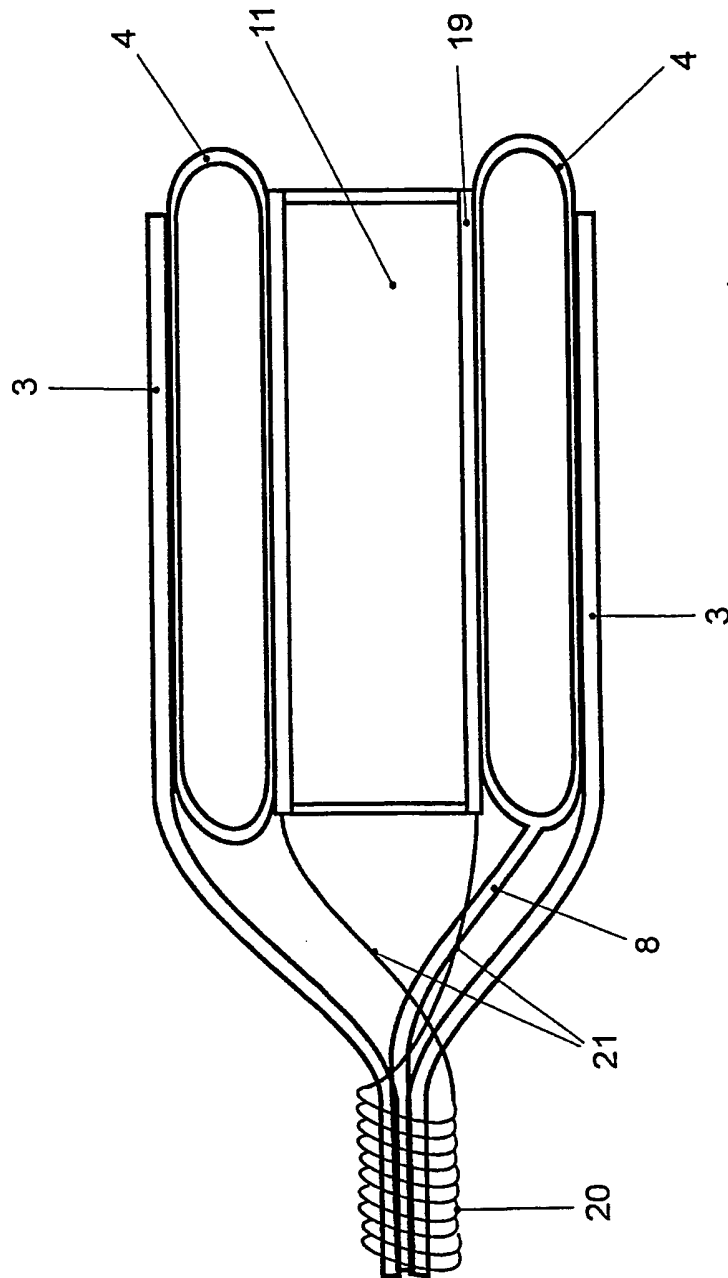


Fig. 6

DERWENT RECORD CONTAINING ENGLISH LANGUAGE ABSTRACT

1 / 1 WPAT - ©Thomson Derwent - image

Accession Nbr :

1999-371884 [32]

Sec. Acc. CPI :

C1999-109961

Sec. Acc. Non-CPI :

N1999-277358

Title :

Optical, in-vivo examination of vessel walls and their coatings, avoiding interfering effects of blood - yields chemical substance-specific spectroscopic measurements and images.

Derwent Classes :

B04 P31 P34 S05

Patent Assignee :

(UYDR) UNIV DRESDEN TECH

Inventor(s) :

JAROSS W; NEUMEISTER V; SALZER R; STEINER G

Nbr of Patents :

1

Nbr of Countries :

1

Patent Number :

DE19750850 C1 19990715 DW1999-32 A61B-006/00 11p *

AP: 1997DE-1050850 19971117

Priority Details :

1997DE-1050850 19971117

IPC s :

A61B-006/00 A61B-001/06 A61M-025/00

Abstract :

DE19750850 C

NOVELTY - An endoscopic method reaches far into a system of contorted tubes containing semi-opaque fluid, to analyze spectroscopically and to image deposits on the walls. An elongated torus expands a ring of slant-tipped optical fibers carrying illuminating light and reflections.

DETAILED DESCRIPTION - At a catheter tip, an expander (4, 7) carries optical fibers (3) on its periphery. For introduction, the contracted state is adopted, allowing the fibers to clear the vessel wall (2). On expansion, they or their tips, contact the vessel wall. Light (5) transmitted by the fibers illuminates the wall or the deposits it carries. The reflected light (6) is intercepted by the fibers. At all times, blood flow in the vessel is maintained.

USE - To locate, image and analyze chemically, deposits inside vessel walls.

ADVANTAGE - The method makes the measurement remotely, largely avoiding interference from substances in the blood. Interference with the flow of blood is minimized. Virtually the entire circumference may be imaged.

DESCRIPTION OF DRAWING(S) - A cross section of the expanded catheter tip is seen to have reached a location of interest. Light is being reflected back (broken arrows) to the spectrometer.

vessel wall 2

optical fibers 3

catheter tip expander 4

light transmitted by fibers 5

reflected light 6(Dwg.1/6)

Manual Codes :

CPI: B11-C04

EPI: S05-D02X

Update Basic :

1999-32